

(19) 日本国特許庁 (J P)

## (12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号  
特開2001-198108  
(P2001-198108A)

(43) 公開日 平成13年7月24日 (2001.7.24)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード <sup>*</sup> (参考)
A 6 1 B 5/055		A 6 1 B 5/05	3 1 1
G 0 1 R 33/54			3 7 4
33/48			3 7 6
			3 8 2
		G 0 1 N 24/02	5 3 0 Y
審査請求 未請求 請求項の数10 O L 外国語出願 (全 28 頁) 最終頁に続く			

(21) 出願番号 特願2000-389583(P2000-389583)  
(22) 出願日 平成12年11月15日 (2000. 11. 15)  
(31) 優先権主張番号 9 9 2 6 9 1 8 : 5  
(32) 優先日 平成11年11月15日 (1999. 11. 15)  
(33) 優先権主張国 イギリス (G B)

(71) 出願人 500412334  
マルコニ キャスウェル リミテッド  
イギリス ロンドン ダブリュー1エック  
ス 8エイキュー ワン ブルートン ス  
トリート (番地なし)  
(72) 発明者 ジョセフ ヴィルモス ハジナル  
イギリス ロンドン エヌダブリュー3  
4 ビーワイ パースヴァル アベニュー  
4  
(74) 代理人 100059959  
弁理士 中村 稔 (外9名)

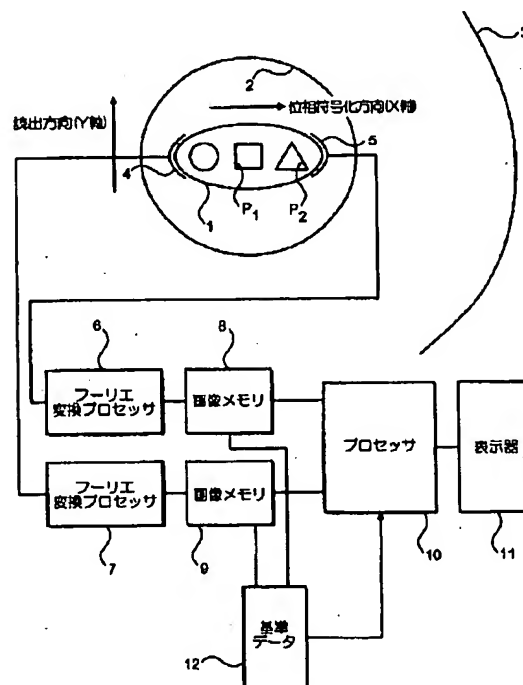
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴画像の方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】 本発明は、磁気共鳴 (MR) 画像に関する。  
本発明は、特に、患者の関連ある領域の画像化のための  
データ収集に要する時間の短縮に関する。

【解決手段】 患者の関連ある領域の励起されたMR活  
性原子核を空間的に符号化するために、位相符号化方向  
と読出方向とに磁気勾配フィールドを利用し、該読出方  
向において低減された読出数がとられることによりエイ  
リアシングされた縮小視界画像を生成する、磁気共鳴画  
像装置において、該エイリアシングされた画像を展開す  
るために、少なくとも2つの高周波受信コイルがこれら  
のコイルに関する感度情報と共に用いられ、データ収集  
の時間短縮を利用しながら全画像を生成する。本発明に  
従って、感度情報は、該画像情報が収集される時の解像  
度よりも低い解像度で収集される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 患者の関連ある領域における励起された磁気共鳴（MR）活性原子核を空間的に符号化する位相符号化方向の磁界勾配を生成する手段と、前記励起されたMR活性原子核からの高周波信号を受信する手段

（4、5）と、

前記関連ある領域の空間的表示を生成するために前記空間的に符号化された高周波受信信号を処理する手段（6-9、10、12）と、を含み、

前記磁界勾配手段は、前記関連ある領域よりも小さい視界に対応する多くの位相符号化勾配を生成するように配置され、

前記高周波受信手段（4、5）は、1対の受信コイルを含み、

前記処理手段（6-9、10、12）は、前記縮小された視界に対応するエイリアシングされたデータの展開バージョンを生成するために、前記コイルの感度情報（12）と共に各コイルから受信される前記高周波信号を使うように配置され、使用される前記感度情報は、前記画像が収集される解像度に比較して低減された解像度で収集されるように準備される、ことを特徴とする磁気共鳴画像の装置。

【請求項2】 前記感度情報は、前記画像情報の収集に使われる最大位相符号化勾配よりも低い値の最大位相符号化勾配を使って生成されるように準備されることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項3】 前記感度情報は、前記2つの高周波受信コイルの感度の比をとることにより収集されるように準備されることを特徴とする請求項1又は請求項2のいずれか1項に記載の装置。

【請求項4】 前記感度情報は、前記1つの高周波受信コイルと胴体コイルとの感度の比をとることにより収集されるように準備されることを特徴とする請求項1又は請求項2のいずれか1項に記載の装置。

【請求項5】 前記感度情報は、複数回収集され、かつ平均されるように準備されることを特徴とする請求項1から請求項4のいずれか1項に記載の装置。

【請求項6】 患者の関連ある領域における励起されたMR活性原子核を空間的に符号化するために位相符号化方向の磁界勾配を生成する段階と、前記励起されたMR活性原子核から高周波信号を受信する段階と、前記関連ある領域の空間的表示を生成するために前記空間的に符号化された高周波受信信号を処理する段階と、を含み、

生成される位相符号化勾配の数は、前記関連ある領域よりも小さい視界に対応し、

1対の高周波受信コイルは、前記高周波信号を受信し、前記処理する段階は、前記縮小された視界に対応する前記エイリアシングされたデータの展開バージョンを生成

するために、前記コイルの感度情報と共に各コイルから受信される前記高周波信号を使い、

使用される前記感度情報は、前記画像が収集される解像度に比較して低減された解像度で収集される、ことを特徴とする磁気共鳴画像の方法。

【請求項7】 前記感度情報は、前記画像情報の収集に使われる最大位相符号化勾配よりも低い値の最大位相符号化勾配を使って生成されることを特徴とする請求項6に記載の方法。

【請求項8】 前記感度情報は、前記2つの高周波受信コイルの感度の比をとることにより収集されることを特徴とする請求項6又は請求項7のいずれか1項に記載の方法。

【請求項9】 前記感度情報は、前記1つの高周波受信コイルと胴体コイルとの感度の比をとることにより収集されることを特徴とする請求項6又は請求項7のいずれか1項に記載の方法。

【請求項10】 前記感度情報は、複数回収集され、かつ平均されることを特徴とする請求項6から請求項9のいずれか1項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、磁気共鳴（MR）画像に関する。本発明は、特に、患者の関連ある領域の画像化のためのデータ収集に要する時間の短縮に関する。

【0002】

【従来の技術】良性腫瘍、悪性腫瘍、及び、影響されていない組織の識別のために、例えば、ある領域を通る血流中の造影剤の進行を観察することがしばしば必要であり、種々の部位への造影剤の流れを監視するために迅速な画像化が要求される。悪性腫瘍は、より多く血液供給を必要とする場合があり、この方法で見えてくる可能性がある。従来技術による磁気共鳴画像装置は図1に示される。患者1（スライス図で示される）は、超伝導磁石3の内腔2の中に軸方向に摺動され、主磁場が、従来のゼット（Z）方向と呼ばれる内腔軸線に沿って作動される。磁場勾配が、例えば、Z方向において設定され、磁気共鳴（MR）活性原子核（一般に、水及び脂肪組織中の水素陽子）の励起を例えば図1に示されるZ方向の特定のスライスに閉じこめ、そして図1に見られるような水平X及び垂直Y方向において、その共鳴MR原子核を該スライスの平面に符号化する。高周波送信コイル（図示しない）は、励起パルスを送り出して陽子を励起して共鳴させ、一対の高周波受信コイル4及び5が、励起された陽子によって放出された緩和信号を拾い集める。

【0003】Y方向の受信信号を符号化／復号化するため、この信号は、読出勾配と呼ばれる磁場勾配の存在下で検出され、緩和原子核の異なる場所を、該勾配の影響による主磁場の方向に関する、それらの核の異なる歳差

振動周波数と対応させることを可能にする。データはデジタル化され、高周波励起パルスの各々についても同様にされて一連のデジタル化データ点が収集され、それらは、K空間として知られる空間周波数領域内に写像される(図2)。各高周波パルスにより、少なくとも1列のデジタルデータ点が収集できる。X方向の受信信号を符号化/復号化するため、各高周波パルスが発信された後、そして印加された読出勾配によりデータが収集される前に、X方向の磁場勾配が作られ、そして消える。これは、X方向における一連の磁場勾配の大きさについて行われ、1つの高周波パルスは、一般にX方向の勾配の異なる大きさに対応する。

【0004】図2に示したK空間マトリックス上で、データ点の列は、高周波パルスに対応し、位相符号化勾配の異なる大きさがそれに続く。磁気共鳴画像装置により画像化される視界は、位相符号化及び読出方向におけるデータ点の間隔に依存し、また、画像の解像度は、それらの点が各方向において如何に遠くまで延長しているか、例えば、最大位相符号化勾配が如何に大きいかによって左右される。高周波受信コイル4及び5により受信された信号は、フーリエ変換プロセッサ6及び7において、2次元高速フーリエ変換処理され、画素化された画像が生成されて画像メモリ8及び9に記憶される。

【0005】スライス画像が図3に示される。説明のため、丸、正方形、及び、三角形の記号は、対象物2と図3の画像との両方において描かれている。図3は、位相符号化勾配方向のデータ点の間隔が、図1に示されるスライス全部を画像化するのに十分であることを示唆している。各高周波パルスの間には、特定の最低パルス繰返時間があり、そのため、図2及び図3により示唆されるデータ収集は、造影剤の流れを十分監視するには時間がかかり過ぎる可能性がある。データ収集時間の低減に用いられる1つの技術は、例えば同じ最大位相符号化勾配を保持し、1つおきにデータ列を削除することにより、位相符号化段階を例えば半分に減らすことである。そうすると、これはデータ収集時間を半分にするはずである。

【0006】これで位相符号化方向におけるデータ点の間隔は2倍になり、相当する画像領域における視野は半分になったはずである。(読出の間に収集されるデータ点数が同一に保たれるので、読出方向の視野は同一に保たれるであろう。)ここで画像区域は、図1に描かれた正方形と大差ない部分を覆うであろう。このことは図4に示される。不幸にも、円形及び三角形からのMR信号は、まだ各受信コイル4及び5で拾われており、それらの領域が正方形の上に折りたたまれ、円形及び三角形が差し挟まるような処理段階である。この問題は、エイリアシングとして知られている。対象物の別個の点 $P_1$ 及び $P_2$ は、図4において同一画素の位置に画像化されるであろう。

【0007】2つの受信コイル4及び5が用いられてきたのは、このエイリアシングされた画像の展開を可能にするためである。(クラス・P・ブルースマン、マルカス・ワイガー、マルカス・P・シェイデッカー、及び、ピーター・ボウシガーによる1999年発行の「医療における磁気共鳴」第42号の952頁から962頁に掲載の論文題目「センス(SENSE):高速エム・アール・アイ(MRI)用の感度符号化の方法」を参照されたい。)この2つの受信コイルと適切な処理とにより、半分にしたデータ収集時間の利点が保持されながら、画像を展開することができる。この技術は、センス(感度符号化)と呼ばれている。点 $P_1$ からのMR信号に対するコイル4の応答は、点 $P_2$ から発せられるMR信号に対するその応答よりもおそらく大きく、その状況は、コイル5に関してはおそらく逆である。コイル4及び5の相対感度の知識をプロセッサ10に用いて、図4のエイリアシングされた画像を図3のパターンを持つ画像の中に展開することは可能であるが、半分しかデータが収集されていないのでSN比は低下する。

【0008】例えば、コイル4は、点 $P_1$ 及び $P_2$ からのMR信号を受信し、画像メモリ8に記憶された、もたらされた画素の結合強度( $C_1$ )は、点 $P_1$ へのコイル4の感度( $S_{11}$ )、及び、点 $P_2$ へのコイル4の感度( $S_{12}$ )に左右される。画像メモリ9はまた、 $P_1$ へのコイル5の感度( $S_{21}$ )、及び、 $P_2$ へのコイル5の感度( $S_{22}$ )に左右される、点 $P_1$ 及び点 $P_2$ に対応する記憶された強度( $C_2$ )を持つ。従って、

$$C_1 = S_{11}P_1 + S_{12}P_2$$

$$C_2 = S_{21}P_1 + S_{22}P_2$$

である。より一般的には、 $(C) = (S) \cdot (P)$ であり、ここで $(C)$ 、 $(S)$ 、及び、 $(P)$ はマトリックスである。

【0009】もし感度の項が既知であるとすれば、エイリアシングされた画像の同じ画素上に写像された画像の点の各々の対について、各画素 $P_1$ 及び $P_2$ に対応する強度は、プロセッサ10において別個に計算できる。次に、エイリアシングされた画像は、展開されて表示器11で全体を見ることができる。コイル4及び5を較正するためには、各コイルの各点における感度について知ることが必要である。もちろん、各画像メモリ8及び9に収集されるデータは、各画素上に各コイル4及び5の感度を写像するが、対象物の各点により生成される強度により明確に重み付けされるような方法によってである。参照した論文は、対象物の各点に亘って均一な感度を持つ胴体コイルの形で第3の受信コイルの使用し、感度データを収集することを示唆している。画像化されている対象物により生成された重み付けを抑えるために、画像メモリ8及び9の画像の線は、対応する線により、すなわち、胴体コイルを用いた画像化により生成される読出方向におけるK空間の同じ点に対して、分割される必要

があるという結果になる。

【0010】しかし、例えば、図5に示される重み付けを持つ対象物の場合、コイル4についての感度プロフィールは、図6に示す通りであり得るし、胴体コイルについての感度プロフィールは、図7に示す通りである。図8は、1つを他の1つで割ったものであり、ノイズの存在が示されている。これは、胴体コイルが画像化される身体の区域全体からノイズを拾うからであり、画像の各線に対して分割により生成された結果の感度プロフィールは、ノイズにより隠される。このことを克服するため、参照された論文は、画像の各線に対して、1つのコイル4の応答（図9）を他のコイル5の応答（図10）で割り、胴体コイルを全く使用しないで済ますことを提案している。これは可能であり、なぜなら、（S）マトリックスの項は、対象物の重み付け効果と、これら2つのコイルにより生成される相対感度の補正とを抑制するこの比のみを必要とする結果になるからである。

#### 【0011】

【発明が解決しようとする課題】もたらされた除算（図11）においては、ノイズが減少しているが、図8に示される比にも内在する問題、すなわち、感度の比は対象物が存在する時のみ存在するという問題が生ずる。ノイズは、より少なくなっているが、まだ存在しており、このノイズを減少させるためには、後処理を行わなければならない。問題は、そうする時に、対象物自身の縁部における類似の鋭い縁部が滑らかにされることを妨げる後処理アルゴリズムを用いる必要があることである。

#### 【0012】

【課題を解決するための手段】本発明は、患者の関連ある領域における励起されたMR活性原子核を空間的に符号化する位相符号化方向の磁界勾配を生成する手段と、励起されたMR活性原子核からの高周波信号を受信する手段と、関連ある領域の空間的表示を生成するために空間的に符号化された高周波受信信号を処理する手段とを含み、前記磁界勾配手段は、関連ある領域よりも小さい視界に対応する多くの位相符号化勾配を生成するように配置され、前記高周波受信手段は、1対の受信コイルを含み、前記処理手段は、縮小された視界に対応するエイリアシングされたデータの展開バージョンを生成するためにコイルの感度情報と共に各コイルから受信される高周波信号を使うように配置され、使用される前記感度情報は、画像が収集される解像度に比較して低減された解像度で収集されるように準備されることを特徴とする磁気共鳴画像の装置を提供する。

【0013】本発明はまた、患者の関連ある領域における励起されたMR活性原子核を空間的に符号化するために位相符号化方向の磁界勾配を生成する段階と、励起されたMR活性原子核から高周波信号を受信する段階と、関連ある領域の空間的表示を生成するために空間的に符号化された高周波受信信号を処理する段階とを含み、生

成される位相符号化勾配の数は、関連ある領域よりも小さい視界に対応し、1対の高周波受信コイルは、高周波信号を受信し、前記処理する段階は、縮小された視界に対応するエイリアシングされたデータの展開バージョンを生成するためにコイルの感度情報と共に各コイルから受信される高周波信号を使い、使用される前記感度情報は、画像が収集される解像度に比較して低減された解像度で収集されることを特徴とする磁気共鳴画像の方法を提供する。

【0014】感度情報をより低い解像度で収集することにより、その対象物の重み付けから除かれた感度情報を、曲線に当てはめたり平滑化する必要がなくなる。感度情報は、受信コイルの各々と胴体コイルとの比を取るか、又は、2つの高周波受信コイル自身の感度の比を取るかして収集されてもよい。これらは、現在出願中の英国特許出願第9926923、5号において記載されているループ及び蝶の型であってもよいが、1対のループや他の任意の種類でも可能であろう。更に、それ以上のループ対が準備されてもよい。本発明を実施する方法については、添付図面を参照しながら、以下において例示的により詳細に記述される。

#### 【0015】

【発明の実施の形態】本発明によれば（図12）、基準データは、画像化の間に用いられるよりも低減された解像度で収集される。この基準データは、当然、全視界について収集され、位相符号化勾配の、より低い各最大値が使用される。コイル4及び5の感度を較正するために用いる時の基準データのより低い解像度の効果は、基準データのノイズを減少させることである。メモリ12に記憶された基準データは、図4のエイリアシングされたデータを展開するためにセンス（SENSE）の方法において用いられる。基準データのノイズが減少しているので、ターゲットの展開SENSEデータのSN比は増大する。種々の配列法が使われ、1対のコイル4及び5を使ってもよい。現在出願中の英国特許出願第9926923、5号において記載されているループと蝶形との結合も使用され得る。一対よりも多いコイルを用いてもよい。各々の場合において、基準データは、図6から図8のように胴体コイルを用いて生成されてもよく、又は、図9から図11のように胴体コイルは除かれてもよい。

【0016】ここで本発明の背景の詳細に立ち入ると、動的強化MRマモグラフィ（DMRM）は、高密度な乳房組織を持つ患者の乳ガンを識別する先導的な画像化法である。悪性の良性病変からの区別は、決定的に造影強化断面に左右される。すなわち、ガンは、最大2分間のピーク造影強化を伴い最も活発に造影強化する。現在の検診技術は、ガドリニウム-ジエチレントリア（DTPA）のボーラス注射に続く堆積取得を用い、両乳房を検査範囲に入れることに頼っている。適度な時間的分解能

を持つミリメートルの解像度での広い視界 (Fov) という要求は、容易には達成できないものである。感度符号化 SENSE には、関連ある領域に亘って空間的に明瞭な感度プロフィールを持つコイル部材を備えるコイル配列が必要である。2 対の公称直交コイルを備えた 4 チャンネル受信専用コイル配列が用いられ、各対は、1 つの乳房に亘ってほぼ均一な感度をもたらす。図 12 には 1 対のコイルのみが示してある。動的試験は、現在出願中の英国特許出願第 9 9 2 6 9 2 3、5 号において説明されているような、2 倍縮小された左から右 Fov を伴う位相符号化された全解像度体積走査から成っている。得られた縮退は、コイルからの感度データを使用して展開される。

【0017】基準データ及びターゲットデータの間の調整不良やコイル装荷における変動を避けるため、感度データは、患者のその場所で得られる。そのデータは、組織信号の依存により汚染されるが、感度変動がないと見なされる解剖学的画像を用いた正規化によって除去することができる。代わりに、ここで用いられる方法は、配列内におけるコイルの相対的な感度を用いる。いずれの場合も、感度データは、高い SNR (SNR) を必要とするが、これは、最終データでの SNR の妥協を避けるためである。感度データをフィルタにかけて SNR を増加することができる。感度測定における心臓又は呼吸の動きからの人為結果は、現在の適用例における重要な問題である。局所的でない人為結果は、コイルの空間特性を隠す傾向がある。生理的な動きに対して強い、高い SNR を持つ基準データを準備するため、全 Fov の基準取得の解像度が低減されたが、多重平均により、画像化時間は大略一定に保たれた。このことは、正規化及びフィルタ処理の段階の順序を逆転させ、基準データが十分な空間周波数内容を持つという条件の下で、コイルのプロフィールを手つかずのままに残す。

【0018】1 つの実施形態において、 $30 \times 30 \times 18$  立法センチメートルの領域を画像化するために、全てのデータは、3 次元勾配エコー・シーケンス (TR/TE 10/3.75) を用い、0.5 T ピッカー・アポロ・スキャナ (オハイオ州クリーブランド所在) で取得された。コイル感度情報は、 $64 \times 32 \times 50$ 、10 NEX のマトリックスで取得され、再構成に先立って  $256 \times 256 \times 50$  にゼロ充填された。動的データは、10 フレームで得られ、その各々は、半分の左から右 Fov と、 $256 \times 128 \times 50$ 、1 NEX (フレーム当たり 40) の矩形マトリックスを持つ。これらのデータは、再構成され、全 Fov の  $256 \times 256 \times 50$  のマトリックス上に展開された。該展開は、2 つの対称な左から右コイル組合せに対して、対単位で実行された。次に、最終画像は方形に加算された。画像操作には、IDL (コロラド州所在のリサーチ・システムズ社) が利用された。この方法は、造影剤を用いない 2 人の通常の任意

行為者と造影剤を用いた 1 人の通常の任意行為者とのファントムについて試験された。1 回平均での全解像度及び多重平均での低減解像度において取得された基準データは収集され、SENSE 処理のために比較された。低減 Fov の SENSE で処理されたデータ及び全 Fov の標準画像は、同じ取得を用いて得られた。画像は、解剖学的詳細、人為結果、及び、造影剤体内取り込みに対する感度について評価された。

【0019】全解像度の 1 回平均基準データの使用は、心臓及び呼吸の動きに付随して展開段階の誤差をもたらした。低解像度の多重平均基準データの使用は、その問題を取り除き、検知される解像度の損失なしに人為結果のない展開画像を生み出した。この実施形態において、SENSE の適用は、DMRM の時間分解能を 2 倍に増加させる。この方法は、病的体内取り込みに十分適した時間分解能を持って通常組織の造影強化を検出するための十分な感度と人為結果に対する免疫を持つことを示した。前記磁石は、超伝導磁石として記述したが、抵抗磁石も可能であろうし、また、環状形態である必要はなく、開放型 C 字又は H 字の形態でもよく、もちろん永久磁石も使用可能であろう。

#### 【図面の簡単な説明】

【図 1】従来技術の磁気共鳴画像装置の部分的軸方向断面図及び部分的ブロック図である。

【図 2】装置の各受信コイルにより拾われる信号からもたらされた K 空間のデータを表す図である。

【図 3】最大数の位相符号化勾配が実行された場合に集積されるであろう画像区域を表す図である。

【図 4】減少した数の位相符号化勾配が実行されることになった場合に集積されるであろう画像を表す図である。

【図 5】画像メモリ 8 及び 9 における線の対象物の重み付けを表す図である。

【図 6】画像メモリ 9 における線に対して対象物の重み付けされたコイル 4 の感度を表す図である。

【図 7】胴体コイルに接続された画像メモリにおける等価線に対して対象物の重み付けされた胴体コイルの感度を表す図である。

【図 8】図 6 及び図 7 に示される、対象物の重み付けされた感度の比を表す図である。

【図 9】画像メモリ 9 における線に対して対象物の重み付けされたコイル 4 の感度を表す図である。

【図 10】画像メモリ 8 における線に対して対象物の重み付けされたコイル 5 の感度を表す図である。

【図 11】図 9 及び図 10 に示される、対象物の重み付けされた感度の比を表す図である。

【図 12】本発明による磁気共鳴画像装置の部分的軸方向断面図及び部分的ブロック図である。

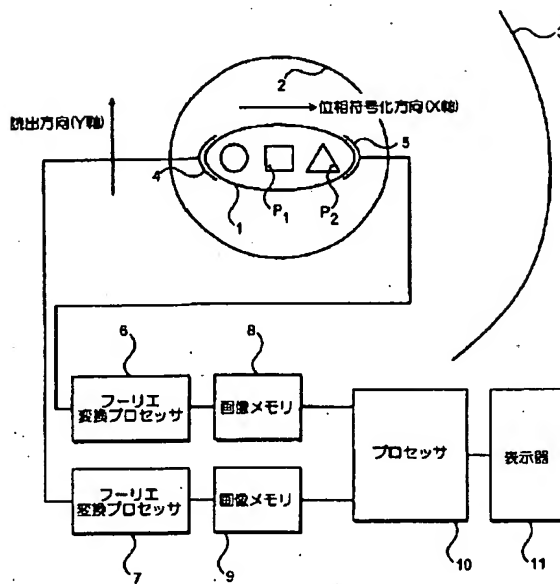
#### 【符号の説明】

1 患者

- 2 内腔
- 3 超伝導磁石
- 4、5 受信コイル
- 6 フーリエ変換プロセッサ
- 8 画像メモリ
- 10 プロセッサ

- 11 表示器
- 12 基準データ
- P1 対象物内の個別の点
- P. E. (X) 位相符号化方向 (X軸)
- R. O. (Y) 読出方向 (Y軸)

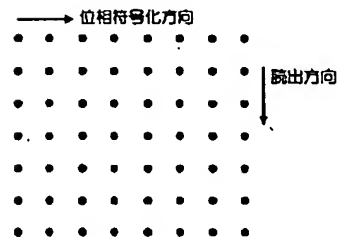
【図1】



【図4】

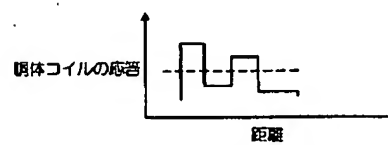
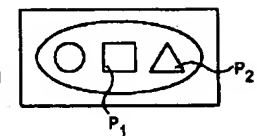
【図5】

【図2】

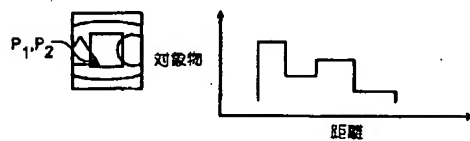


【図7】

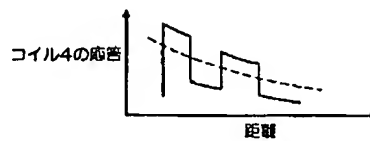
【図3】



【図6】

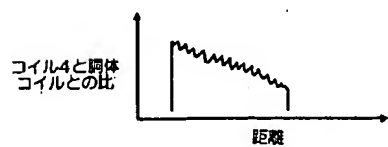


【図8】

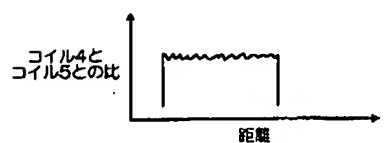
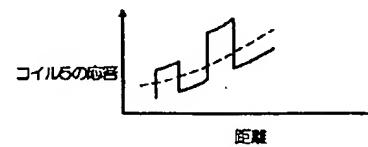
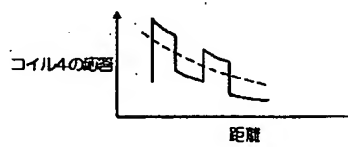


【図9】

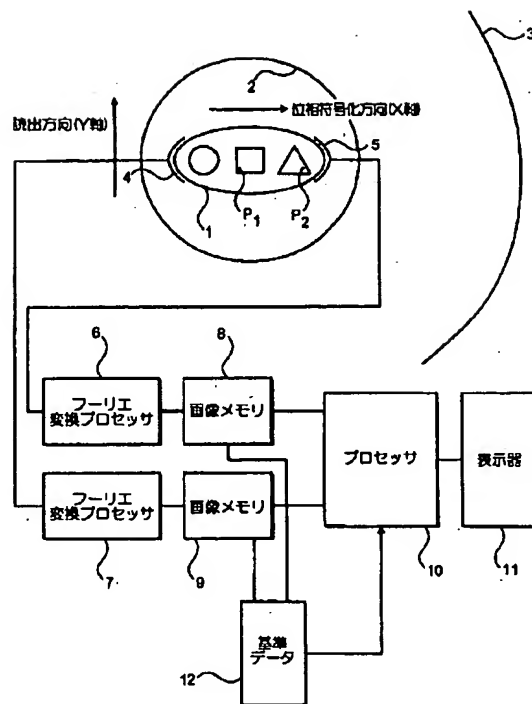
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. 7

識別記号

F I  
G O I N 24/08

テーマコード (参考)

5 1 0 Y

(72) 発明者 ディヴィッド ジェームズ ラークマン  
イギリス ロンドン エヌダブリュー2  
3 アールビー キルバーン ミンスター  
ロード 22 フラット 4

## MAGNETIC RESONANCE IMAGING

This invention relates to magnetic resonance (MR) imaging.

The invention is particularly concerned with reduction in the time needed to collect data for imaging a region of interest of a patient.

For example, it is sometimes desired to view the progress of a contrast agent in the bloodstream through a region, in order to help distinguish between benign tumour, malignant tumour and unaffected tissue, and rapid imaging is required to monitor the flow of contrast agent to the various sites. A malignant tumour may require a greater supply of blood and could show up in this way.

A prior art magnetic resonance imaging apparatus is shown in Figure 1. A patient 1 (shown in section) is slid axially into the bore 2 of a superconducting magnet 3, and the main magnetic field is set up along the axis of the bore, termed by convention the Z-direction. Magnetic field gradients are set up, for example, in the Z-direction, to confine the excitation of magnetic resonant (MR) active nuclei (typically hydrogen protons in water and fat tissue) to a particular slice in the Z-direction e.g. that illustrated in Figure 1 and, in the horizontal X and the vertical Y directions as seen in Figure 1, to encode the resonant MR nuclei in the plane of the slice. An r.f. transmit coil (not shown) applies an excitation pulse to excite the protons to resonance, and a pair of r.f. receive coils 4, 5 pick up relaxation signals emitted by the disturbed protons.



To encode/decode received signals in the Y-direction, the signals are detected in the presence of a magnetic field gradient, termed a read-out gradient, to enable different positions of relaxing nuclei to correspond to different precession frequencies of those nuclei about the direction of the main magnetic field due to the influence of the gradient. The data is digitised, and so for each r.f. excitation pulse, a series of digital data points are collected, and these are mapped into a spatial frequency domain known as K-space (Figure 2). Each r.f. pulse permits at least one column of digital data points to be collected.

To encode/decode the received signals in the X-direction, after each r.f. pulse has been transmitted and before data is collected with the read-out gradient applied, a magnetic field gradient in the X-direction is turned on and off. This is done for a series of magnitudes of magnetic field gradients in the X-direction, one r.f. pulse typically corresponding to a different magnitude of gradient in the X-direction.

On the K-space matrix shown in Figure 2, the columns of data points correspond to r.f. pulses followed by different magnitudes of phase-encode gradients.

The field of view imaged by the magnetic resonance imaging apparatus depends on the spacing of the data points in the phase-encode and read-out directions, and the resolution of the image depends on how far the points extend in each direction e.g. how large the maximum phase-encode gradient is.

The signals received from the r.f. receiver coils 4, 5 are subject to a two dimensional fast

Fourier Transform in Fourier Transform processors 6, 7, to produce pixelated images which are stored in image memories 8, 9.

A slice image is shown in Figure 3. For the purposes of explanation, the symbols of a circle, a square and a triangle have been illustrated in both the object 2 and the image in Figure 3. Figure 3 implies that the spacing of data points in the phase-encode gradient direction is sufficient to image the whole of the slice shown in Figure 1.

Between each r.f. pulse, there is a certain minimum pulse repetition time, and the collection of data implied by Figures 2 and 3 may therefore take too long to permit flows of contrast agent to be adequately monitored.

One technique used to reduce the data collection time is to cut out, say, half the phase-encode steps e.g. by keeping the same maximum phase-encode gradient but omitting every other column of data. This would then halve the data collection time.

The spacing of the data points in the phase-encode direction would now have doubled, so that the field of view in the corresponding image domain would have halved. (The field of view in the read-out direction would remain the same because the number of data points collected during read-out would remain the same.) The imaged area would now cover little more than the square illustrated in Figure 1. This is shown in Figure 4. Unfortunately, MR signals from the circle and the triangle would still be picked up by each receive coil 4, 5, and the processing is such that these regions would be folded back over the square, with the circle and the triangle being interposed. This is a problem

known as aliasing. Separate points  $P_1$ ,  $P_2$  in the object would be imaged at the same pixel in Figure 4.

It is to enable the aliased image to be unfolded that two receive coils 4, 5 have been used. (Magnetic Resonance in Medicine 42: 952-962 (1999) - SENSE: Sensitivity Encoding For Fast MRI by Klaas P Pruessmann, Markus Weiger, Markus B Scheidegger and Peter Boesiger). With the two receive coils and suitable processing, the benefit of a halved data collection time can be retained, but the image can be unfolded. This technique is referred to as SENSE (sensitivity encoding).

The response of coil 4 to MR signals from point  $P_1$  is perhaps greater than its response to MR signals emanating from point  $P_2$ , and the position is perhaps the other way round with regard to the coil 5. Knowledge of the relative sensitivities of the coils 4, 5 can be used in the processor 10 to unfold the aliased image of Figure 4 into an image having the pattern of Figure 3, although with a lower signal-to-noise ratio because only half the data has been collected.

For example, coil 4 receives MR signals from both points  $P_1$  and  $P_2$ , and the combined intensity of the resulting pixel stored in image memory 8 ( $C_1$ ) depends on the sensitivity of the coil 4 to point  $P_1$  ( $S_{11}$ ) and the sensitivity of the coil 4 to point  $P_2$  ( $S_{12}$ ). The image memory 9 also has an intensity stored ( $C_2$ ) corresponding to points  $P_1$  and  $P_2$  which depends on the sensitivity of coil 5 to  $P_1$  ( $S_{21}$ ) and on its sensitivity to  $P_2$  ( $S_{22}$ ). Thus,

$$C_1 = S_{11} P_1 + S_{12} P_2$$

$$C_2 = S_{21} P_1 + S_{22} P_2$$

More generally

$(C) = (S)(P)$  where  $(C)$ ,  $(S)$  and  $(P)$  are matrices.

Provided the sensitivity terms are known, the intensity corresponding to each pixel  $P_1$  and  $P_2$  separately can be calculated in processor 10, for each pair of points of the image which are mapped onto the same pixel in the aliased image. The aliased image can then be unfolded and viewed in full on display 11.

To calibrate the coils 4, 5 requires a knowledge of the sensitivity of each coil at each point. Of course, the data collected at each image memory 8, 9 maps the sensitivity of each coil 4, 5 onto each pixel, but in a way which is clearly weighted by the intensity produced by each point of the object.

The paper referred to suggests collecting the sensitivity data using a third receive coil, in the form of a body coil, which has a uniform sensitivity over each part of the object.

To suppress the weighting produced by the object being imaged, it turns out that the lines of the images in the image memories 8, 9 have to be divided by corresponding lines i.e. for the same point in K-space in the read-out direction, produced by the imaging with the body coil.

However, for example, in the case of an object with the weighting shown in Figure 5, the sensitivity profile for the coil 4 could be as shown in Figure 6 and that for the body coil as shown in Figure 7. Figure 8 shows the division of one by the other and the presence of noise.

This is because the body coil picks up noise from the whole of the section of the body being imaged, and the resulting sensitivity profile produced by the division, for each line of the image, is masked by noise.

To overcome this, the paper referred to proposes to divide the response of one coil 4 (Figure 9) by the response of the other coil 5 (Figure 10) and to dispense with the body coil altogether, for each line of the image. This is possible because it turns out that the (S) matrix terms only require this ratio to suppress the weighting effect of the object and the correction for the relative sensitivities produced by the two coils.

There is now less noise in the resultant division (Figure 11) but a problem arises which is also inherent in the ratio shown in Figure 8 i.e. that the ratio of sensitivities is only present where the object is present. Noise is still present, but to a lesser extent, and postprocessing therefore has to be carried out to reduce the noise. The problem is that, in so-doing, a postprocessing algorithm has to be employed which prevents similar sharp edges in the edges of the object itself being smoothed.

The invention provides apparatus for magnetic resonance imaging, comprising means for creating magnetic field gradients in a phase-encode direction for spatially encoding

excited MR active nuclei in a region of interest of a patient, means for receiving r.f. signals from the excited MR active nuclei, means for processing the spatially encoded r.f. receive signals to produce a spatial representation of the region of interest, the magnetic field gradient means being arranged to create a number of phase-encode gradients corresponding to a smaller field of view than the region of interest, the r.f. receive means including a pair of receive coils and processing means arranged to use the r.f. signals received from each coil together with sensitivity information for the coils to produce an unfolded version of the aliased data corresponding to the reduced field of view, wherein the sensitivity information used is arranged to be collected at reduced resolution compared to that at which the image is collected.

The invention also provides a method of magnetic resonance imaging, comprising creating magnetic field gradients in a phase-encode direction to spatially encode excited MR active nuclei in a region of interest of a patient, receiving r.f. signals from the excited MR active nuclei, processing the spatially encoded r.f. receive signals to produce a spatial representation of the region of interest, the number of phase-encode gradients being created corresponding to a smaller field of view than the region of interest, a pair of r.f. receive coils receiving the r.f. signals, and the processing using the r.f. signals received from each coil together with sensitivity information for the coils to produce an unfolded version of the aliased data corresponding to the reduced field of view, wherein the sensitivity information used is collected at reduced resolution compared to that at which the image is collected.

By collecting the sensitivity information at a lower resolution, it become unnecessary to

fit or smooth the sensitivity information removed of its object weighting.

The sensitivity information may be collected by ratioing each of the receive coils with a body coil, or by ratioing the sensitivities of the two r.f. receive coils themselves. These may be of the loop and butterfly type as claimed in our co-pending British patent application no. 9926923.5, but could be a pair of loops or any other types. Further, further pairs of loops may be provided.

Ways of carrying out the invention will now be described in greater detail, by way of example, with reference to the accompanying drawings, in which:

Figure 1 is a partly axial sectional, partly block diagram representation, of prior art magnetic resonance imaging apparatus;

Figure 2 is a representation of the data in K-space resulting from the signal picked up by each receive coil of the apparatus;

Figure 3 is a representation of the image area which would be built up if a full number of phase-encode gradients were performed;

Figure 4 is an image which would be built up if a reduced number of phase-encode gradients were to be performed;

Figure 5 represents the object weighting of a line in the image memory 8, 9;

Figure 6 represents the object weighted sensitivity of coil 4 for a line in the image memory 9;

Figure 7 represents the object weighted sensitivity of a body coil for an equivalent line in an image memory connected to the body coil;

Figure 8 represents the ratio of the object weighted sensitivities shown in Figures 6 and 7;

Figure 9 represents the object weighted sensitivity of coil 4 for a line in image memory 9;

Figure 10 represents the object weighted sensitivity of coil 5 for a line in image memory 8;

Figure 11 represents the ratio of the object weighted sensitivities shown in Figures 9 and 10; and

Figure 12 is a partly axial sectional, partly block diagram representation, of magnetic resonance imaging apparatus according to the invention.

In accordance with the invention (Figure 12), reference data is collected at reduced resolution compared to that used during imaging. The reference data is of course collected at full field of view. Lower maximum values of phase-encode gradient are



used. The effect of lower resolution in the reference data, used to calibrate the sensitivity of the coils 4, 5 is to reduce noise in the reference data. The reference data, which is stored in memory 12, is used in the SENSE method to unfold the aliased data of Figure 4. Because the noise is reduced in the reference data, the signal-to-noise of the target unfolded SENSE data, is increased.

Various arrangements may be used. One pair of coils 4, 5 may be used. A loop, butterfly combination as claimed in our co-pending British patent application no. 9926923.5 may be used. More than one pair of coils may be used. In each case, the reference data may be produced using a body coil as in Figures 6 to 8, or a body coil may be omitted, as in Figures 9 to 11.

To go now into the background of the invention in greater detail, dynamic enhanced MR mammography (DMRM) is a leading imaging method for identifying breast cancer in patients with dense breast tissue. Differentiation of malignant from benign disease is critically dependent on contrast enhancement profiles: cancers enhance the most briskly with peak enhancements at a maximum of two minutes. Current screening techniques rely on coverage of both breasts using volume acquisitions following bolus injection of Gadolinium-DTPA. The requirements for large field of view (FoV) at millimetre resolution with adequate temporal resolution are challenging.

Sensitivity encoding SENSE requires an array coil with coil elements that have spatially distinct sensitivity profiles over the region of interest. A 4 channel receive only array coil with two pairs of nominally orthogonal coils is used, each pair providing approximately

uniform sensitivity over one breast. Only one pair of coils is shown in Figure 12. The dynamic examination consisted of full resolution volume scans with the phase encoded, left-right FoV reduced by two as explained in our co-pending British patent application no. 9926923.5. The resulting degeneracy is unfolded using sensitivity data from the coils.

To avoid misalignment between reference and target data and changes in coil loading, sensitivity data is acquired with the subject in situ. This data is contaminated by a dependence on tissue signals, which can be removed by normalising using anatomical images that are assumed to be free of sensitivity variations. Alternatively, the approach used here uses the relative sensitivities of the coils in the array. In either case the sensitivity data requires a high signal-to-noise ratio (SNR) to avoid compromising the SNR of the final data. Filtering the sensitivity data can increase SNR. Artefacts in the sensitivity measurements from cardiac or respiratory motion are a critical issue in the current application. Non-localised artefacts tend to mask the spatial properties of the coils.

To provide high SNR reference data that is robust against physiological motion we have reduced the resolution of the full FoV reference acquisitions, but maintained approximately constant imaging time by multiple averaging. This reverses the order of the normalisation and filtering steps, leaving the coil profile intact provided the reference data has sufficient spatial frequency content.

In one embodiment, all data was acquired on a 0.5T Picker Apollo scanner (Cleveland, OH) using a 3D gradient echo sequence (TR/TE 10/3.75) to image a region

30x30x18cm<sup>3</sup>. Coil sensitivity information was obtained with a matrix of 64x32x50, 10NEX and was zero filled to 256x256x50 prior to reconstruction. Dynamic data was acquired in 10 frames, each with half left-right FoV and a rectangular matrix of 256x128x50, 1NEX (40s per frame). The data were reconstructed and unfolded onto a full FoV, 256x256x50 matrix. Unfolding was performed pair wise for the two symmetrical left-right coil combinations. The final images were then added in quadrature. Image manipulation employed IDL (Research Systems, Colorado).

The method was tested on phantoms, two normal volunteers without contrast, and one normal volunteer with contrast. Reference data acquired at full resolution with a single average and reduced resolution with multiple averages were collected and compared for SENSE processing. Reduced FoV SENSE processed data and full FoV standard images were obtained using the same acquisition. Images were assessed for anatomical detail, artefacts and sensitivity to contrast uptake.

Use of full resolution single average reference data resulted in errors in the unfolding associated with cardiac and respiratory motion. The use of low resolution, multiply averaged reference data eliminated this problem to produce artefact free unfolded images with no detectable loss of resolution.

In this embodiment, an application of SENSE increases the temporal resolution of DMRM by a factor of two. The method has been shown to have sufficient sensitivity and immunity from artefacts for detecting enhancement in normal tissue with a temporal resolution well suited for pathological uptake

While the magnet has been described as a superconducting magnet, it could be a resistive magnet, and need not be of the annular configuration but could be an open C or H configuration, and indeed, permanent magnets could be used.

**CLAIMS**

1. Apparatus for magnetic resonance imaging, comprising means for creating magnetic field gradients in a phase-encode direction for spatially encoding excited MR active nuclei in a region of interest of a patient, means (4, 5) for receiving r.f. signals from the excited MR active nuclei, means (6-9, 10, 12) for processing the spatially encoded r.f. receive signals to produce a spatial representation of the region of interest, the magnetic field gradient means being arranged to create a number of phase-encode gradients corresponding to a smaller field of view than the region of interest, the r.f. receive means (4, 5) including a pair of r.f. receive coils and the processing means (6-9, 10, 12) being arranged to use the r.f. signals received from each coil together with sensitivity information (12) for the coils to produce an unfolded version of the aliased data corresponding to the reduced field of view, wherein the sensitivity information used is arranged to be collected at reduced resolution compared to that at which the image is collected.
2. Apparatus as claimed in Claim 1, in which the sensitivity information is arranged to be produced using a lower value of maximum phase-encode gradient than that used for collecting the image information.
3. Apparatus as claimed in Claim 1 or Claim 2, in which the sensitivity information is arranged to be collected by ratioing the sensitivities of two r.f. receive coils.
4. Apparatus as claimed in Claim 1 or Claim 2, in which the sensitivity information

is arranged to be collected by ratioing the sensitivity of one r.f. receive coil with a body coil.

5. Apparatus as claimed in any one of Claims 1 to 4, in which the sensitivity information is arranged to be collected a plurality of times and averaged.

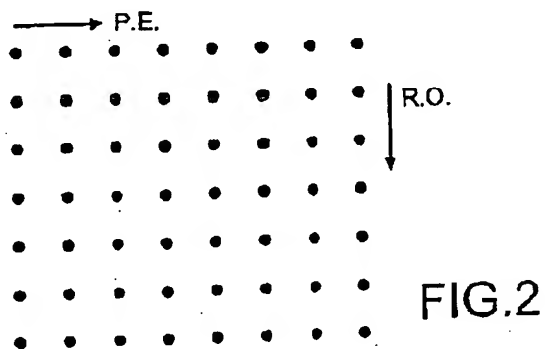
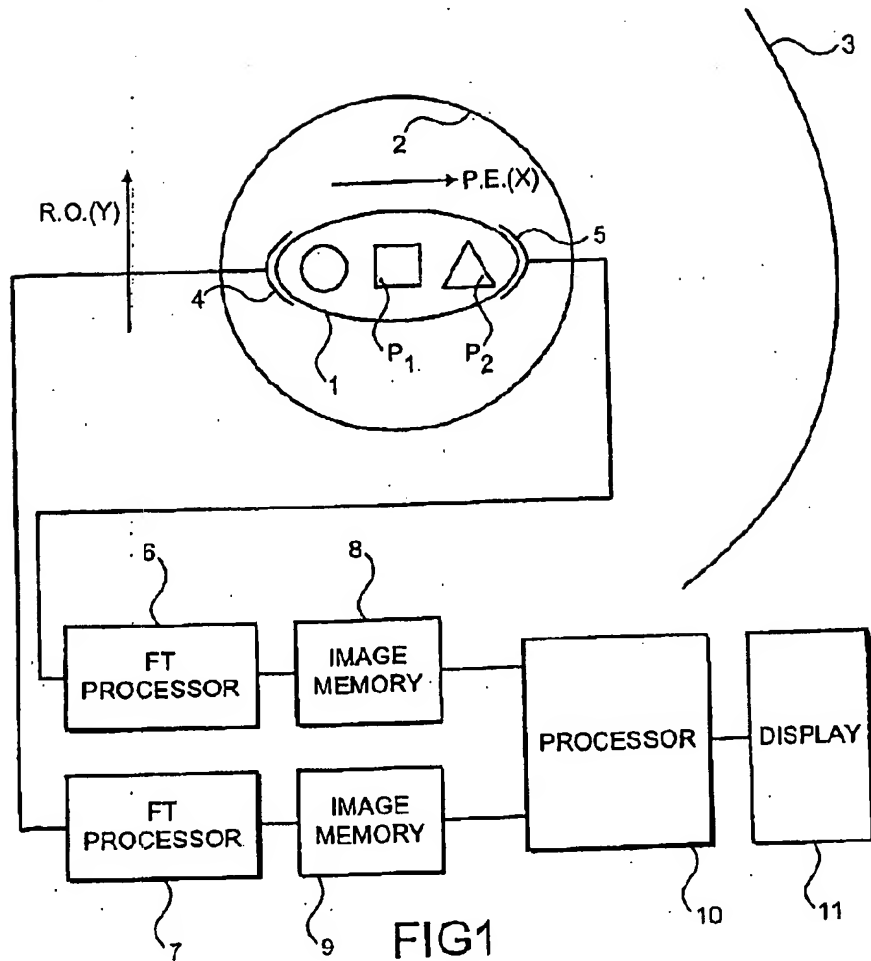
6. A method of magnetic resonance imaging, comprising creating magnetic field gradients in a phase-encode direction to spatially encode excited MR active nuclei in a region of interest of a patient, receiving r.f. signals from the excited MR active nuclei, processing the spatially encoded r.f. receive signals to produce a spatial representation of the region of interest, the number of phase-encode gradients being created corresponding to a smaller field of view than the region of interest, a pair of r.f. receive coils receiving the r.f. signals, and the processing using the r.f. signals received from each coil together with sensitivity information for the coils to produce an unfolded version of the aliased data corresponding to the reduced field of view, wherein the sensitivity information used is collected at reduced resolution compared to that at which the image is collected.

7. A method as claimed in Claim 6, in which the sensitivity information is produced using a lower value of maximum phase-encode gradient than that used for collecting the image information.

8. A method as claimed in Claim 6 or Claim 7, in which the sensitivity information is collected by ratioing the sensitivities of two r.f. receive coils.

9. A method as claimed in Claim 6 or Claim 7, in which the sensitivity information is collected by ratioing the sensitivity of one r.f. receive coil with a body coil.

10. A method as claimed in any one of Claims 6 to 9, in which the sensitivity information is collected a plurality of times and averaged.





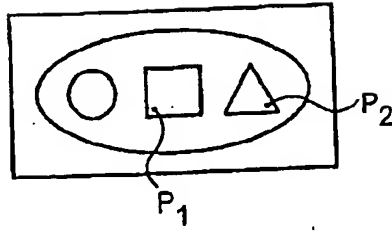


FIG.3

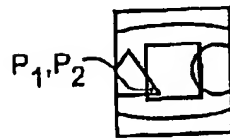


FIG.4

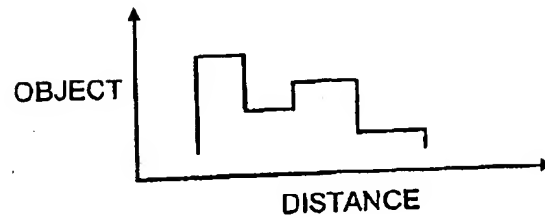


FIG.5

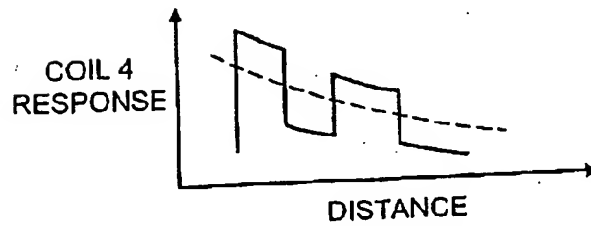


FIG.6

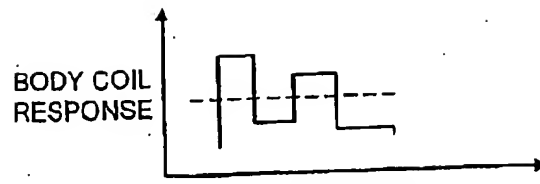


FIG.7

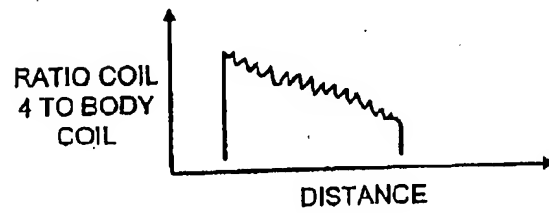


FIG.8

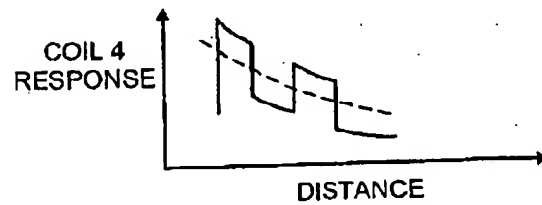


FIG.9

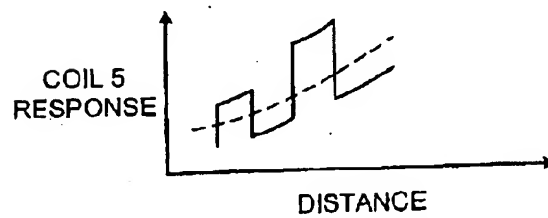


FIG.10

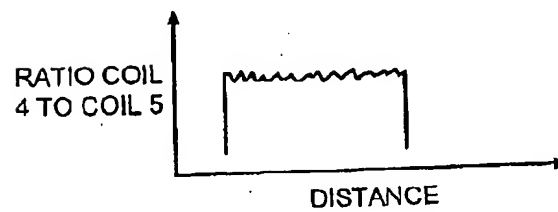


FIG.11

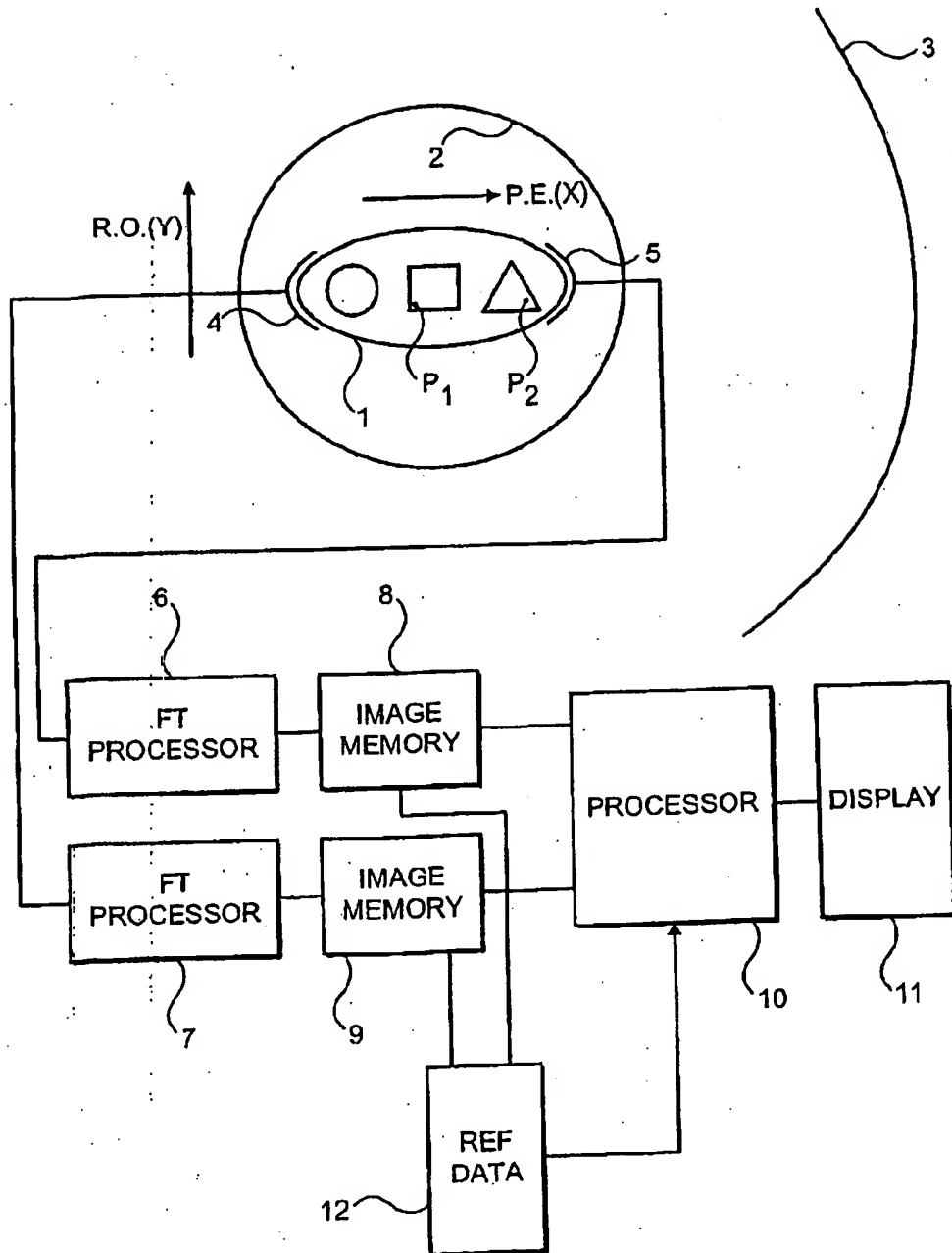


FIG.12

## ABSTRACT

### MAGNETIC RESONANCE IMAGING

In magnetic resonance imaging apparatus employing magnetic gradient fields in a phase-encode and in a read-out direction for spatially encoding excited MR active nuclei in a region of interest of a patient, in which a reduced number of readings in the read-out direction is taken, thereby creating an aliased reduced field of view image, at least two r.f. receive coils are used together with sensitivity information concerning those coils in order to unfold the aliased image to produce a full image while taking advantage of the reduced time of collection of data. In accordance with the invention, sensitivity information is collected at a lower resolution than that at which the image information is collected.